

**Universidade de Lisboa**  
**Faculdade de Medicina Dentária**



**Avaliação dos diferentes tipos de material de  
osteotomia em Implantologia: Revisão Narrativa**

**Pedro Nuno da Costa Gomes**

**Dissertação**  
**Mestrado Integrado em Medicina Dentária**  
**2016**

**Universidade de Lisboa**  
**Faculdade de Medicina Dentária**

**U LISBOA**



**Avaliação dos diferentes tipos de material de  
osteotomia em Implantologia: Revisão Narrativa**

**Pedro Nuno da Costa Gomes**

**Dissertação Orientada  
Pelo Doutor André Chen**

**Mestrado Integrado em Medicina Dentária**  
**2016**

## **Agradecimentos**

Aproveito para deixar um profundo agradecimento a todos aqueles que me ajudaram, de várias formas, ao longo deste percurso académico de 5 anos

Aos professores, colegas, assistentes e funcionários, agradeço o vosso contributo e companhia

Ao Dr. André Chen, agradeço a disponibilidade, apoio, ensinamentos e paciência que me ajudou a elaborar este trabalho final.

Aos meus amigos, João Rodrigues, Luana Amorim e Andreia Luís Vieira por toda a ajuda e companheirismo nas dificuldades por que passamos, assim como pelos momentos de maior felicidade que sempre me vou recordar.

Agradeço também à minha colega e amiga Lisa Steinhausen pela ajuda e companhia que acompanhou a elaboração desta tese, nos momentos que nos reuníamos com o orientador comum.

Em especial quero agradecer também a minha dupla, Joel Seguro, por todo o trabalho que fez por mim e por estar sempre ao meu lado no meu desenvolvimento, aventuras e por fim como grande amigo.

Por fim, agradeço aos meus pais e irmão por toda a ajudar que me deram, por todo o apoio que possibilitou que eu conseguisse ter tudo o necessário para progredir ao longo destes anos sem que nada me faltasse.

## Resumo

**Introdução:** A reabilitação oral com implantes dentários é uma opção de tratamento segura e previsível, apresentando taxas altas de sucesso. Contudo esta é dependente da osteointegração (Gaspar et al., 2013). Durante a preparação do leito implantar, o aumento da temperatura pode prejudicar a cicatrização óssea o que pode afetar a osteointegração. Vários fatores estão descritos como causadores do aumento de temperatura durante a osteotomia: *design* da broca; força aplicada, velocidade de rotação e tempo cirúrgico; profundidade de osteotomia; tipo de osso; movimento do operador e presença de irrigação (Oliveira et al., 2012). Assim, esta revisão da bibliografia pretende perceber qual a evidência científica que existe relativa à influência da técnica e os materiais utilizados durante a osteotomia no osso em que são aplicados.

**Materiais e Métodos:** Foram feitas as seguintes pesquisas nas seguintes bases de dados primárias: *Cochrane Library*; e as bases de dados secundárias: *Googlescholar*, *Medline*, *Embase*, no período de 2005 até 23 de Fevereiro de 2016.

**Resultados:** Segundo os critérios referidos acima, foram obtidos 825 resultados, dos quais foram selecionados 41 artigos. Após a análise das referências bibliográficas foi feita a inclusão de 4 novos artigos.

**Discussão:** Os artigos reunidos apresentam grande heterogeneidade de informação. Os principais fatores importantes referidos para a preparação eficaz do leito da osteotomia são: presença de irrigação, geometria da broca, velocidade de osteotomia, tipo de material e técnica utilizada. Face à evidência científica analisada, a utilização de um sistema de brocas de aço com aumento sequencial de diâmetro, com recurso a irrigação abundante, continua a ser a técnica mais referenciada nos estudos.

**Conclusão:** Existe a necessidade de estudos com maior nível de evidência científica de forma a descobrir se outras técnicas podem ser utilizadas em alternativa, sem efeitos negativos para o sucesso implantar.

**Palavras-chave:** Osteotomia; Implantologia; Brocas de osteotomia; Irrigação.

## Abstract

**Introduction:** Oral rehabilitation with the use of Dental implants is safe and predictable as a treatment option, presenting with high rates of success. However, implants are dependent on proper osseointegration (Gaspar et al., 2013). During preparation of the implant bed, the rise in temperature may hinder bone healing and thus affecting osteointegration. Several factors are described as causes for the increase temperature during osteotomy: drill design, load applied, drill speed, surgical time, depth of osteotomy, type of bone, operator technique and irrigation (Oliveira et al., 2012). Therefore, this bibliographic review aims to ascertain which is the scientific evidence there is on the influence of the drilling technique and materials during osteotomy on the bone in which they are used.

**Methods and Materials:** Research was performed from January 2005 until February 2016 on the following primary database: *Cochrane Library* and on the secondary databases: *Googlescholar*, *Medline* and *Embase*.

**Results:** The search yielded 825 results, of which 41 were selected for inclusion, and 4 additional articles were obtained from the reference lists of the other articles.

**Discussion:** The evidence gathered presents a big heterogeneity of information. The main factors referenced for an optimal preparation of the implant bed are: presence of abundant irrigation, drill design, speed of osteotomy, type of material and technique used. The most referenced procedures mentioned in the literature gathered continues to be the use of a multi-step technique with the use of abundant irrigation.

**Conclusion:** There is a need for more studies with higher degrees of scientific evidence to conclude if other systems/techniques of bone drilling can be used in alternative to the aforementioned one, without generating negative effects toward the success of the placed implants.

**Keywords:** Osteotomy; Implantology; Implantology drills; Irrigation

## Índice

Agradecimentos .....	3
Introdução .....	7
Influência da temperatura no sucesso do implante .....	8
Influência do Material da broca na Temperatura .....	9
Influência do Design da broca na Temperatura .....	9
Influência da Irrigação na Temperatura .....	11
Influência da Técnica de osteotomia na Temperatura .....	11
Materiais e Métodos .....	13
Resultados .....	15
Discussão .....	16
Interação entre Tipo de Osso e Temperatura .....	16
Interação entre Material da Broca e a Temperatura .....	17
Interação entre o design da broca e a Temperatura .....	18
Interação entre o Método de Irrigação e a Temperatura .....	20
Interação entre a Técnica de osteotomia e a Temperatura .....	21
Interação entre a Velocidade de osteotomia e a Temperatura .....	21
Conclusão .....	24
Referências Bibliográficas .....	25
Anexo I: Tabela 1 .....	31

## Introdução

A reabilitação oral com implantes dentários é uma opção de tratamento segura e previsível, apresentando taxas altas de sucesso. Contudo esta é dependente da osteointegração (Gaspar et al., 2013).

Osteointegração é o termo usado para definir um processo dependente do tempo em que existe uma fixação rígida e clinicamente assintomática de um material aloplástico submetido a carga e mantido numa relação funcional e estável em osso (Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013).

Esta relação é essencial para o sucesso a longo termo de implantes dentários, visto ser um requisito para que estes se possam manter em carga funcional durante um período prolongado de tempo (Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013).

O aspeto histológico desta relação é aquele de uma anquilose funcional, em que o implante não se encontra envolvido em nenhum tipo de membrana fibrosa ou de tecido conjuntivo (Mishra & Chowdhary, 2014; Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013).

Dos vários fatores que afetam a osteointegração pode-se destacar: o *design* do implante, o tipo de superfície, a macro e micro geometria, a biocompatibilidade do material utilizado, as condições pós-operatórias de carga, a higiene do paciente e o estado do leito implantar após a osteotomia.

O desenvolvimento de novas técnicas e materiais que englobam estes fatores, tem vindo a aumentar a taxa de sucesso dos implantes endo-ósseos dramaticamente nos últimos 20 anos (Mishra & Chowdhary, 2014).

Contudo, para que exista sucesso, é necessário que exista uma apropriada cicatrização do osso em torno do implante. Insucessos nesta fase podem ser associados a problemas durante a osteotomia para o futuro implante.

Uma preparação atraumática e correta do leito implantar é sempre necessária para aumento da previsibilidade da implantação (Strbac et al., 2013). Independentemente da técnica, a utilização da técnica de osteotomia com recurso a brocas leva inevitavelmente a trauma e à geração de força mecânica por fricção, sendo esta convertida em energia na forma de calor que é transmitida ao osso (Strbac et al., 2013). Este calor gerado pode levar a alteração das células que irão rodear o futuro implante o que pode impossibilitar a integração do implante (Mishra & Chowdhary, 2014).

## **Influência da temperatura no sucesso do implante**

O tecido ósseo é muito sensível a alterações térmicas, pelo que a literatura refere que a temperatura do osso não poderá ultrapassar os 47°C por um período superior a um minuto (Eriksson R, 1983).

Os osteócitos são células multifatoriais que participam ativamente no *turnover* celular e são muito sensíveis a alterações do seu ambiente o que pode levar a uma modificação da sinalização a nível bioquímico. Após estímulo mecânico estas células são necessárias para a sinalização de proteínas que serão de grande importância nos processos de reabsorção e regeneração óssea (Mishra & Chowdhary, 2014). Após dano tecidual, existe um aumento da atividade das proteínas da matriz óssea. Dentro destas destacam-se a osteoprotegerina (OPG) responsável pela remodelação tecidual e a osteocalcina, responsável pela mineralização dos tecidos. Estas são produzidas principalmente em osteoblastos. Este conjunto de células e proteínas são responsáveis pelo aumento da proliferação celular em torno do implante e, por conseguinte, osteointegração (Mishra & Chowdhary, 2014).

A consequência de um aumento da temperatura do osso acima do valor de 47°C levará a um conjunto de alterações celulares que se irá traduzir na inibição do processo de regeneração óssea, resultando numa redução da velocidade de osteointegração em volta do implante, manifestada por hiperémia, fibrose, degeneração de osteócitos, aumento da atividade osteoclástica, necrose e substituição das células da matriz óssea por tecido adiposo (Isler et al., 2011; Oliveira et al., 2012). Como tal, existe reabsorção do osso em torno da osteotomia o que por sua vez resulta em mobilidade do implante (Mishra & Chowdhary, 2014).

Caso a temperatura chegue a valores superiores ao referido, a partir dos 50°C durante 30 segundos, começa a haver danos irreversíveis da atividade enzimática no osso (Koo et al., 2013). Outros estudos referem que existe a desnaturação da fosfatase alcalina, havendo, para além da inibição da atividade enzimática, a desidratação das células e redução do fluxo sanguíneo na zona (Al-Dabag & Sultan, 2013; Strbac et al., 2013).

A capacidade de o osso regenerar irá variar conforme o tipo de osso, sendo que o osso esponjoso apresenta capacidades de turnover celular mais rápido, levando a uma aposição mais rápida de novo osso face ao trauma (Mishra & Chowdhary, 2014). Para além disto, a geração de temperatura, leva a deslocamentos dos cristais na estrutura dos cristais de hidroxiapatite que se traduzem em deformações e fraturas no osso cortical, mais compacto (Strbac et al., 2013).



Independentemente da capacidade de regeneração do osso, o trauma gerado pelo calor irá, potencialmente, afetar o seu potencial de cura, assim como aquele dos tecidos moles em volta, o que pode resultar numa redução do osso remanescente na crista, o que por sua vez pode traduzir num perfil menos estético na restauração final (Bettach et al., 2013)

Durante a preparação do leito implantar vários fatores estão descritos como causadores do aumento de temperatura: design, diâmetro, material e geometria da broca; força aplicada, velocidade de rotação e tempo cirúrgico; profundidade de osteotomia; tipo de osso; movimento do operador (contínuo ou intermitente) e presença de irrigação (Oliveira et al., 2012).

### **Influência do Material da broca na Temperatura**

As brocas de ligas de aço e titânio têm sido utilizadas na área de implantologia com sucesso durante muito tempo e até à atualidade (Carneiro et al., 2014). Uma alternativa de instrumentos em zircónia foi introduzida, apresentando o mesmo género de geometria e *design* das convencionais brocas. Contudo, estas brocas são referidas como apresentando vantagens tais como a sua resistência a altas temperaturas, abrasão e corrosão (Sumer et al., 2011). A resistência à abrasão e corrosão apresentadas por materiais em zircónia pode apresentar-se como uma vantagem se estas características aumentarem a longevidade dos instrumentos em zircónia, face ao uso repetido e aos processos de esterilização (Batista Mendes et al., 2014).

### **Influência do Design da broca na Temperatura**

Dos fatores que influenciam o aumento de calor, o tamanho e forma da broca são de grande importância visto que é a energia libertada pela fricção entre o osso e o material da broca que irá gerar o calor (Natali et al., 1987; Pandey & Panda, 2013). Vários estudos apontam que o aumento da superfície de contato entre o material e o osso podem levar a aumentos de temperatura indesejados (Pandey & Panda, 2013) (Mishra & Chowdhary, 2014) (Oh et al., 2011).

Dos dados referentes ao corpo de uma broca, os mais estudados para com relação à geração de calor são o diâmetro, a face cortante e o desgaste (Pandey & Panda, 2013).

### **Influência do Diâmetro na Temperatura**

Estudos demonstram que o aumento no diâmetro da broca que leve a um aumento do contacto entre o instrumento e o osso, leva a um aumento de calor (Pandey & Panda, 2013). Por outro lado, um diâmetro muito diminuído pode levar a que o material dobre ou frature durante a preparação do leito (Hufner et al., 2005). Todavia, tudo pode não ser tão linear quanto isso, visto que segundo a técnica de preparação pelo uso de brocas sequencialmente maiores, as brocas de maior diâmetro irão remover menos osso, estando, portanto, sujeitas a menores forças de fricção (Oh et al., 2011).

### **Influência da Face Cortante na Temperatura**

A face cortante é constituída por 2 parâmetros diferentes: *Rake angle* e *Clearance angle*. O primeiro define o ângulo entre o bordo cortante e um plano perpendicular ao contra-ângulo. O aumento deste ângulo leva a uma maior eficácia de corte da broca.

O segundo parâmetro define o ângulo formado pelo flanco (porção não cortante da broca) que permite o deslocamento dos fragmentos de osso durante a osteotomia. Um ângulo pequeno leva a contacto indesejável do osso com a broca, levando a um aumento da eficácia de corte (Chacon et al., 2006; Mishra & Chowdhary, 2014).

É referido que o número destas faces cortantes pode ter um efeito sobre a eficácia de corte, o que se poderá traduzir numa redução do calor gerado (Chacon et al., 2006; Oh et al., 2011).

### **Influência do Desgaste da broca na Temperatura**

O uso repetido dos instrumentos rotativos para osteotomia vai, progressivamente, aumentar o desgaste das faces cortantes, o que se traduz numa redução da eficácia de corte da broca (Quaranta et al., 2013). Esta redução da eficácia de corte vai, por sua vez, aumentar a fricção entre a broca e o osso durante o processo de osteotomia, o que é sinónimo de aumento de temperatura (Quaranta et al., 2013; A. Scarano et al., 2007).

Os processos de esterilização aos quais as brocas são por norma submetidas com o objetivo de serem reutilizadas também são apontados como causadores de uma redução do poder de corte do instrumento (Batista Mendes et al., 2014), que por sua vez irá resultar na mesma situação previamente referida.

### **Influência da Velocidade do instrumento na Temperatura**

Os sistemas de implantes da maioria das empresas preconizam protocolos de osteotomia envolvendo o uso de 800 a 1500 rotações por minutos (RPM) na peça-de-mão associados ao uso de abundante irrigação externa como forma de evitar o aquecimento excessivo do osso. Recentemente, o surgimento de uma técnica a 50 rpm sem a utilização de irrigante tem surgido como alternativa. As vantagens apresentadas para esta técnica são a colheita de osso autólogo e uma maior sensibilidade por parte do operador em relação ao osso em que está a efetuar a cirurgia (Gaspar et al., 2013).

### **Influência da Irrigação na Temperatura**

O uso de irrigação é referido constantemente na literatura como uma forma eficaz de reduzir a temperatura durante a osteotomia (Al-Dabag & Sultan, 2013; Isler et al., 2011). Existem dois métodos de irrigação referenciados para uso em Implantologia: irrigação interna e externa (Strbac et al., 2014). Destas duas técnicas, a mais utilizada é a irrigação externa, em que a solução refrigerante entra em contacto com a superfície externa da broca, aquando o seu movimento de rotação (Strbac et al., 2014). A solução para refrigeração usada mais usualmente é a solução salina (Isler et al., 2011).

### **Influência da Técnica de osteotomia na Temperatura**

A técnica de preparação sequencial, com a utilização de brocas com diâmetros sucessivamente maiores tem sido a escolhida para a preparação do leito implantar (Bettach et al., 2013). Esta técnica apresenta a vantagem de permitir a correção da angulação da osteotomia durante a cirurgia, sendo também descrita como uma técnica menos traumática que permite a remoção de pequenas quantidades de osso, o que por sua vez tem um efeito na temperatura gerada (Möhlhenrich et al., 2015).

Apesar das vantagens referidas, existem autores que defendem que a preparação com este tipo de técnica leva a um tempo maior de cirurgia, o que poderá causar desconforto em cirurgias de implantes múltiplos. Estes autores apontam também que este tempo cirúrgico aumentado pode resultar no aumento da inflamação dos tecidos, resultando num pós-operatório que pode ser mais incomodativo para o paciente (Bettach et al., 2013). Posto isto, existe uma procura de uma técnica simplificada com o recurso a apenas uma broca (Bettach et al., 2013).

Apesar da influência apresentada da preparação do leito implantar na geração de calor e consequentemente da osteointegração do implante, existem autores que defendem que a necrose que possa haver no osso em nada irá afetar o sucesso do implante e por conseguinte do tratamento protético, não existindo portanto a necessidade do uso de irrigação na preparação (Flanagan, 2010).

Assim, esta revisão da bibliografia pretende perceber qual a evidência científica que existe relativa à influência que técnica e os materiais utilizados durante a osteotomia têm no osso em que são aplicados.

## **Materiais e Métodos**

### **Pergunta PICO/ Objetivo**

Em pacientes que vão colocar implantes dentários, a preparação do leito implantar com diferentes brocas influencia as taxas de sucesso/ sobrevivência?

### **Estudos Incluídos**

Foram considerados para inclusão nesta revisão, revisões sistemáticas, estudos epidemiológicos e ensaios clínicos controlados, aleatorizados ou não. Contudo, devido a não existirem artigos que se enquadrassem nestes graus de evidência, a inclusão foi estendida para incluir ensaios laboratoriais, revisões narrativas e casos clínicos, de forma a incluir o máximo de evidência referente ao tema.

### **CrITÉRIOS de inclusão**

Foram considerados para fins de pesquisa artigos publicados nos últimos 10 anos, disponíveis em português ou inglês. Durante a análise do *abstract*, foram incluídos estudos *in vitro*, em animais ou em humanos.

### **Métodos de pesquisa**

Foram feitas as seguintes pesquisas nas seguintes bases de dados primárias: Cochrane Library (via [cochranelibrary.com](http://cochranelibrary.com)) e as bases de dados secundárias: Google Scholar (via [scholar.google.com](http://scholar.google.com)), Medline (via PubMed), Embase (via [embase.com](http://embase.com)) de 2005 até 23 de Fevereiro de 2016.

Esta pesquisa foi feita com o recurso às seguintes palavras-chave: *Implant Drills, Zirconia Drills, irrigation Implantology, irrigation solutions Implantology, irrigation drills surgery, zircónia burs implant, zirconium burs, zirconium drills, zirconium oxide burs, alumina-toughened zirconia, stainless steel drill, implant burs, implant site preparation, piezoelectric Implantology, piezosurgery Implantology*.

### **Seleção de artigos**

Os artigos foram selecionados, de forma independente pelo autor, inicialmente pelo título e resumo. Posteriormente, obteve-se acesso aos artigos completos que se mostraram relevantes e cuja relevância não era possível de determinar com apenas a análise do título e resumo.

Segundo os critérios referidos acima, foram obtidos 825 resultados, dos quais foram selecionados 41 artigos.

Após análise dos artigos, estes foram selecionados consoante os critérios de inclusão e de exclusão referidos.

Por fim, foi feita a análise das referências dos artigos analisados de forma a determinar a existência de artigos não encontrados na pesquisa das bases de dados, obtendo-se um total de 4 novos artigos.

Devido a escassez de informação, na procura de referências bibliográficas incluíram-se artigos a partir de 1980.

### **Processo de colheita de dados**

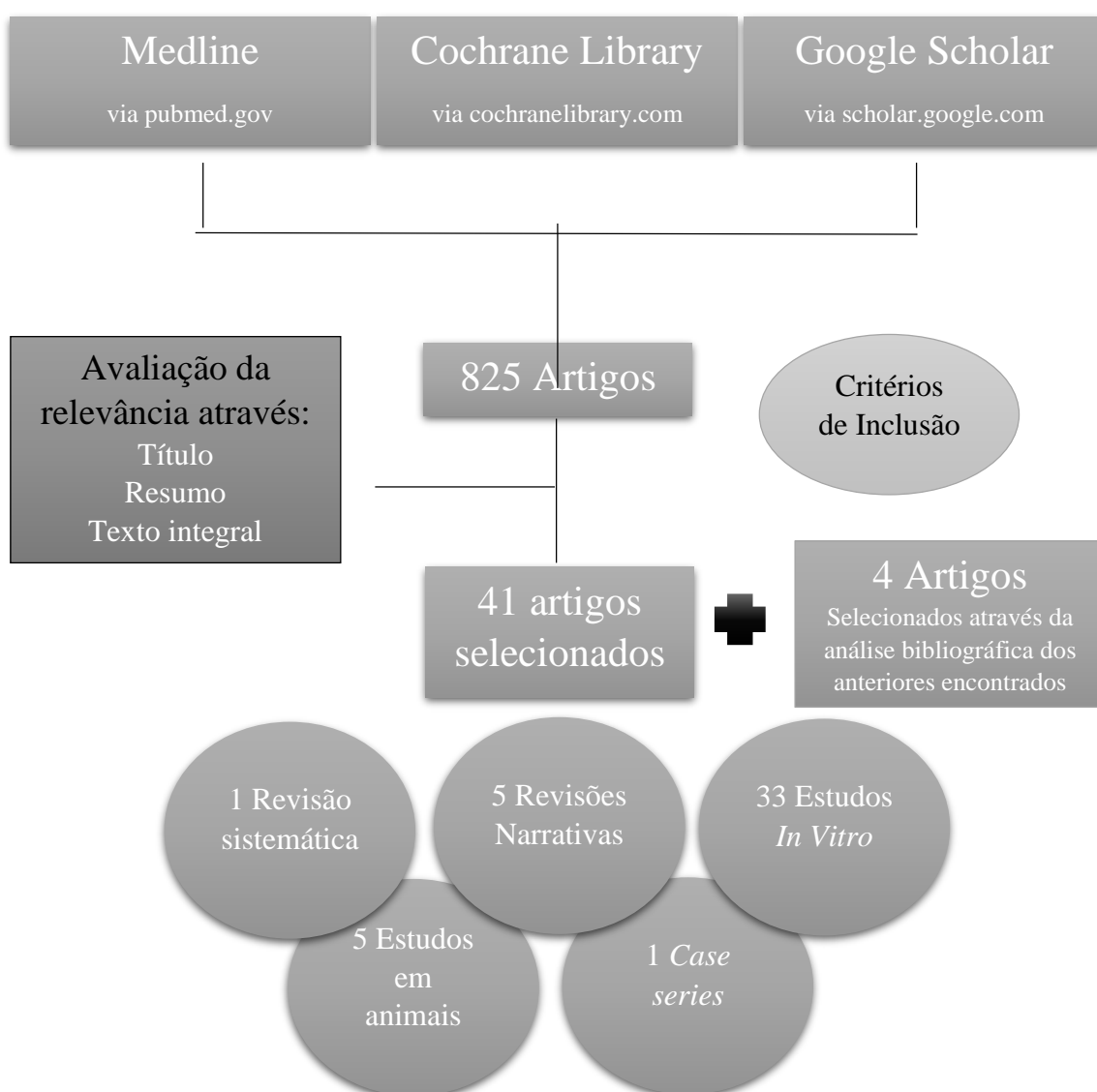
Após a recolha de dados, os artigos foram analisados pelo autor com o intuito de fazer a recolha dos dados obtidos de forma a conseguir responder à hipótese formulada.

Foi feita a elaboração de uma tabela com os principais parâmetros relevantes.

## Resultados

Dos 825 resultados obtidos na pesquisa, apenas 41 artigos preenchiam os critérios de inclusão. A estes, foram adicionados 4 artigos através de uma pesquisa das referências bibliográficas dos anteriores.

Estes 45 artigos apresentam a seguinte distribuição, segundo a sua categoria: 1 revisão sistemática; 5 revisões narrativas; 33 estudos *in vitro*; 5 estudos em animais e 1 *case series*.



## Discussão

Durante a preparação do leito implantar para a colocação de implantes, é sabido que a preparação atraumática, recorrendo a uma técnica utilizando brocas com alta eficácia de corte, por um curto período de tempo, é de importância crítica para a preservação do osso no local (Allsobrook et al., 2011; Gaspar et al., 2013; Mishra & Chowdhary, 2014).

A direta comparação entre os estudos acerca do tema mostra-se difícil pois cada artigo apresenta diferenças fundamentais na sua estrutura. As principais diferenças são: a grande heterogeneidade do tipo de brocas utilizada, diferentes marcas com diferentes brocas, as diferenças de materiais e métodos em cada artigo em relação às profundidades nas quais a temperatura foi medida e os diferentes parâmetros tidos em conta. De todos os fatores, apenas a avaliação dos aumentos de temperatura encontra concordância entre artigos.

Deste modo, a análise descritiva de cada parâmetro relevante para o sucesso da osteotomia na preparação do leito implantar será feita. Esta análise permite comparar as diferentes ideias por parte dos autores, de forma apresentar as conclusões em relação a cada um dos tópicos.

A utilização de diferentes técnicas e materiais na preparação do leito implantar não resultou em médias de temperatura superiores ao limiar referenciado de 47°C.

### **Interação entre Tipo de Osso e Temperatura**

Na análise *in vitro* dos fatores que influenciam a osteotomia, 40% dos utilizaram costela de osso bovino como material para a execução das osteotomias. Este tipo de osso apresenta semelhanças ao osso mandibular humano relativamente à densidade e à relação entre a cortical e o osso esponjoso (Oliveira et al., 2012).

A utilização de outros tipos de osso, nomeadamente o fémur de bovino e a tibia de coelho não causam grandes diferenças nos resultados, pois estes materiais apresentam-se semelhanças nos módulos de elasticidade e resistência à torção (Mishra & Chowdhary, 2014).

O osso cortical, sendo mais denso e contendo uma percentagem menor de água, possui uma termocondutividade alta quando comparado com o osso esponjoso. Este apresenta uma estrutura trabeculada, contendo uma maior percentagem de água, de lípidos, tecido conjuntivo e vasos sanguíneos o que torna menos provável que exista



dissipação do calor para zonas adjacentes (Mishra & Chowdhary, 2014). Esta informação está em concordância com os dados recolhidos nos estudos experimentais que encontram maiores temperaturas em profundidades ósseas maiores (Oliveira et al., 2012; Quaranta et al., 2013; Strbac et al., 2013; Sumer et al., 2011). Contudo, a temperatura em osso mais denso pode apresentar valores mais altos, no caso do uso do instrumento sem irrigação (Koo et al., 2013), pelo que o uso de refrigeração está aconselhado durante a osteotomia na cortical óssea (Flanagan, 2010).

O maior aumento da temperatura no osso esponjoso pode apresentar um efeito deletério menor do que na cortical óssea devido à maior capacidade de regeneração inerente a este tipo de osso (Flanagan, 2010; Mishra & Chowdhary, 2014).

### **Interação entre Material da Broca e a Temperatura**

Uma procura por brocas com propriedades mecânicas melhores, quando comparadas com as brocas de aço, levou ao surgimento de alternativas, tais como zircónia, ou ligas de aço/titânio cobertas por zircónia (Batista Mendes et al., 2014).

O tipo de material utilizado na broca não é de maior importância no aumento de temperatura durante a osteotomia (Sumer et al., 2011).

A utilização de brocas de zircónia não leva a aumentos de temperatura no osso que sejam muito diferentes daqueles observados para brocas de aço (Carneiro et al., 2014; Harder et al., 2013; Sumer et al., 2011). A única diferença observada foi em profundidades de 3mm, em que os valores para a temperatura das brocas de zircónia foi superior ao das de aço. Esta diferença verifica-se, possivelmente, devido à maior densidade na cortical óssea e devido à menor condutividade térmica da zircónia que resulta numa maior acumulação de temperatura na zona de fricção (Sumer et al., 2011). Contudo, este aumento, não se encontra acima do limiar de 47°C.

Batista Mendes e col (2014), afirma que as brocas feitas de zircónia apresentam maior resistência à flexão, abrasão e corrosão. Estas características permitem que as brocas de zircónia sejam submetidas a mais ciclos de esterilização em autoclave, mantendo as suas propriedades, tais como a eficácia de corte, por um maior período de tempo (Batista Mendes et al., 2014). Através de imagens obtidas em microscopia eletrónica, o autor verificou que a deformação na face cortante dos instrumentos de zircónia eram muito menores que as observadas nas de aço, após serem submetidas aos mesmo número de osteotomias e ciclos de esterilização. Todavia, a zircónia tem menor resistência à fratura e ao choque mecânico (Batista Mendes et al., 2014). Esta menor

resistência à fratura também impossibilita a criação de brocas de baixo diâmetro devido à probabilidade de fraturar durante o procedimento. Batista Mendes e col (2014), apenas utilizaram brocas de zircônia com o mínimo de 3mm de diâmetro, utilizando brocas de lança e de 2mm feitas em aço para o início das osteotomias nos grupos em que se iria utilizar brocas de zircônia.

Os parâmetros que podem ser alterados no contra-ângulo, tais como rpm e o *feed-rate* (varia entre fabricante), têm grande influência na quantidade de calor gerado na osteotomia, assim como no tempo cirúrgico (Pandey & Panda, 2013). Carneiro e col (2014), descobriram que ao tentarem executar a osteotomia com as brocas de zircônia a velocidades de 2,500 rpm estas fraturaram (Carneiro et al., 2014).

### **Interação entre o design da broca e a Temperatura**

Por norma, o design das brocas segue o design dos implantes da mesma marca (Möhlhenrich et al., 2015). Nos estudos analisados na tabela 1 observa-se que existe uma grande heterogeneidade de brocas utilizadas nos diferentes estudos. Porém, o leito implantar é normalmente preparado com brocas *twist* e *triflute* (Möhlhenrich et al., 2015).

Todavia, as brocas *twist* de 2mm são aquelas que aparentam maior aumento de calor (Harris & Kohles, 2001). Este tipo de brocas apresenta dois sulcos nos seus flancos que são necessários para a remoção do osso que provém da ponta da broca de forma a que não existam bloqueios. Estes sulcos, podem variar no seu número e no seu ângulo, que vai levar a diferentes capacidades de *clearance* dos *debris*. Esta capacidade tem relação direta com a eficácia de corte do instrumento e com a geração de calor que irá ocorrer (Pandey & Panda, 2013).

Strbac e col (2013), concluíram que *twist drills* de 2mm levavam sempre a maiores temperaturas quando comparados com brocas cónicas de 3,5mm. Estas maiores temperaturas das brocas *twist* foram registadas acima do limiar de 47°C, independentemente de se era ou não usada irrigação. Estes resultados sugerem que as características da geometria destas brocas são inadequadas para a correta remoção dos *debris* ósseos, o que sugere a necessidade de uma forma diferente (Strbac et al., 2013). Assim, brocas apresentando mais sulcos, as *triflute*, que apresentam 3 canais para o *clearance* foram testadas em comparação com as brocas *twist*, apresentando temperaturas significativamente menores (Mishra & Chowdhary, 2014).

Oh e col (2011), avaliaram o calor gerado por modificações de uma broca convencional *triflute*, através da redução do seu diâmetro e parâmetros da face cortante, de forma a diminuir o contato direto da broca com o osso durante a osteotomia. Os resultados neste estudo sugerem que a diminuição da superfície de contacto entre a broca e o osso levou a uma redução no aumento da temperatura (Oh et al., 2011).

Os dados destes estudos sugerem que este *design* é eficaz na redução da temperatura devido à remoção eficaz dos *debris* e a uma força de fricção menor. Porém, a aumento do número destes sulcos resulta na redução da largura de cada um o que leva à obstrução dos canais que pode ter o efeito oposto ao referido anteriormente. Estudos que avaliem qual o número necessário de sulcos para que se obtenha o equilíbrio necessário para o efeito desejado não foram ainda encontrados na literatura (Mishra & Chowdhary, 2014). O *clearance angle*, referido previamente na introdução, é aquele que define o espaço que diminuirá o contacto com os sulcos no flanco da broca. É sugerido um ângulo de aproximadamente entre 12 e 15° (Pandey & Panda, 2013).

O diâmetro é outro fator que poderá influenciar o aumento de temperatura gerada. Na tabela 1 verificamos que em vários estudos os autores referem uma correlação entre o aumento da temperatura e do diâmetro do instrumento que é diretamente proporcional. Strbac e col (2014), fizeram comparações entre brocas de 2, 3.5, 4.3 e 5mm, nas profundidades de 10mm e 16, verificando que o aumento do diâmetro tem maiores efeitos em profundidades, independentemente do tipo de irrigação utilizado (Strbac et al., 2014).

Porém, o diâmetro final da osteotomia não poderá ser alterado, pois este vai ter que respeitar o diâmetro necessário para o implante. Assim, a utilização de uma técnica sequencial é a mais utilizada na atualidade, pois a remoção gradual de osso faz com que a tensão mecânica resultante da fricção gerada aquando a osteotomia seja menor, visto que cada broca sequencialmente maior irá ter um menor contato com o osso (Augustin et al., 2008).

A utilização de uma técnica com uma única broca para a preparação do leito tem sido apontada por alguns autores como um método mais rápido e facilitado da execução da osteotomia. Todavia, a informação reunida nesta pesquisa bibliográfica parece apontar que tal pode prejudicar a osteointegração, visto que vários estudos, referenciados na tabela 1, utilizaram brocas *standard* de várias empresas como brocas de um passo, obtendo aumentos de temperatura maiores, comparado com a técnica incremental. O único estudo encontrado em que se utilizou um sistema especializado de apenas uma broca, aponta que as temperaturas alcançadas por este sistema estão próximas dos

sistemas de osteotomia sequencial usados normalmente (Lucchiari et al., 2014). Esta informação sugere que a geometria da broca de um passo poderá ser especializada o que pode levar a estes resultados. Porém para que se alcance algum tipo de conclusão acerca do tema, é necessário existir mais informação acerca deste tipo de sistemas.

A geração de calor também é influenciada pelo desgaste da broca (Batista Mendes et al., 2014), contudo, nos estudos analisados não existe concordância entre o número de vezes máximo para cada instrumento, sendo referidos valores que vão de 25 vezes a 50, podendo variar entre as diferentes marcas.

Assim, O *design* e a geometria da broca parecem ser de grande importância para a osteotomia ideal. Um sistema de osteotomia sequencial que apresente uma boa capacidade de *clearance* dos *debris* e com uma forma cónica parece resultar numa preparação do leito implantar mais precisa e com menor geração de calor (Mishra & Chowdhary, 2014; Strbac et al., 2013).

### **Interação entre o Método de Irrigação e a Temperatura**

A utilização de irrigação aparenta ser o fator com maior influência para a redução da temperatura durante a osteotomia (Strbac et al., 2013). Strbac e col (2013), apresentam no seu estudo que durante a remoção da broca do leito é quando existe a maior transferência de calor para o osso. Assim, é sugerido neste estudo que a constante presença do irrigante em contacto com a broca pode atenuar o aumento de temperatura. A solução de irrigação também tem um papel fulcral na eliminação de detritos das brocas, o que promove uma osteotomia mais eficaz (Bullon et al., 2015).

A diferença entre a irrigação externa e interna não parece ter efeitos significativos que justifiquem o uso de uma sobre a outra (Benington et al., 2002). Assim, a irrigação externa é suficiente para a cirurgia de implantes. Apesar disso, a irrigação interna devido à sua área principal de ação parece ter um efeito maior em profundidade (Haider et al., 1993).

A utilização de brocas sem irrigação levou a aumentos de temperatura superiores, ultrapassando os valores de 47°C em muitos estudos (Koo et al., 2013; Strbac et al., 2013). Contudo, não existem referências ao tempo de osteotomia, apenas que o valor foi ultrapassado pelo menos durante instantes, o que não esclarece se este aumento irá expor o osso a uma temperatura de 47°C por um período de tempo superior a 1 minuto.

### **Interação entre a Técnica de osteotomia e a Temperatura**

Como referido anteriormente, a técnica de aumento sequencial de diâmetro com utilização de irrigação é a que aparenta ser mais segura.

Contudo, é necessário referir que alguns estudos analisaram o efeito de técnicas alternativas, tais como a utilização dos instrumentos de piezocirurgia e a utilização da osteocondensação manual. Os instrumentos piezoelétricos têm vindo a demonstrar que possuem grande eficácia de corte, contudo não ultrapassam a eficácia das brocas convencionais neste tipo de intervenção, sendo mais adequados para osteotomias mais superficiais, como na recolha de osso autógeno. Como se pode observar na tabela 1, a utilização de instrumentos de piezocirurgia parece resultar num aumento de temperatura demasiado excessivo para se justificar o seu uso (Rashad et al., 2011). Em contrapartida, a técnica de condensação manual apresenta-se como uma alternativa viável, especialmente em osso menos denso (tipo III e IV) (Misic et al., 2011). Porém, esta é uma técnica com pouca evidência científica e que apresenta um tempo cirúrgico mais elevado, quando comparado como a osteotomia convencional com o recurso a brocas.

### **Interação entre a Velocidade de osteotomia e a Temperatura**

Nos artigos analisados, não existe uma concordância em relação à velocidade (em rpm) que deve ser utilizada durante a osteotomia. Os artigos utilizados apresentam valores que variam entre 100-800 rpm, considerados como rotações a baixa velocidade, e valores entre os 1000 e 2500 rpm, considerados como valores de alta velocidade (Lucchiari et al., 2014; Sharawy & Weller, 2002).

Augustin e col (2008), referem que no estudo dele, o aumento da velocidade tem mais importância no aumento de calor do que o diâmetro da broca e que quanto maior for a velocidade, maior a temperatura a que chega. Os resultados deste estudo mostram que a velocidades baixas (188 e 462 rpm) não existiu a necessidade da utilização de irrigação para manter a temperatura abaixo do limiar de 47°C (Augustin et al., 2008). Em contrapartida, outros autores afirmam que o uso de uma velocidade baixa pode ser deletéria para o osso, devido a associações estudadas entre baixa velocidade e baixa capacidade de corte, o que resulta na geração de maiores temperaturas (Lucchiari et al., 2014). Kirstein e col (2016), investigaram 3 tipos diferentes de velocidade durante a osteotomia (800, 1200 e 1500 rpm). Os resultados deste estudo mostram que a velocidade de 1200 foi considerada como ótima para a osteotomia, visto que existia um aumento

maior de calor na velocidade de 800 rpm, devido a maior força de contacto, e maior calor na velocidade de 1500, devido a maior contacto de fricção (Kirstein et al., 2016).

Porém, a velocidade não deve ser analisada de uma forma independente. Lucchiari e col (2014), defendem que o uso de uma velocidade de osteotomia de entre 1000 e 2000 rpm, associado a uma grande carga aplicada pelo operador, de forma a reduzir o tempo de osteotomia.

Como referido na introdução, o tempo a que o osso é submetido ao aumento de temperatura é dos fatores que poderão mais influenciar a necrose óssea no leito implantar. Assim, o aumento de velocidade pode ter um efeito benéfico visto que reduz o tempo operatório. Sharawy e Weller (2002), referem uma correlação positiva entre o aumento de velocidade associado a uma redução do tempo operatório e uma redução da temperatura no osso. A utilização de uma velocidade de 1600 rpm teve uma duração de 6,24 segundos, enquanto que uma velocidade de 3,200 rpm uma velocidade de 3,69 segundos para o mesmo comprimento (Sharawy & Weller, 2002).

Esta pesquisa bibliográfica encontrou vários fatores que podem ter um efeito na estabilidade primária do implante. Apesar disso, os estudos encontrados apresentam parâmetros muito heterogêneos o que dificulta a comparação direta. O fato de a maior parte da pesquisa feita em relação ao tema ter sido feita *in vitro* não permite extrapolar para seres humanos vivos. Este fator revela também que o conhecimento acerca dos efeitos que a preparação do leito implantar tem em relação ao sucesso do implante não é extenso. Existem autores, como Flanagan que referem que não existe a importância deste fator no sucesso implantar devido à capacidade regenerativa do osso, defendendo o uso de técnicas mais simples na osteotomia (Flanagan, 2010).

Este estudo não permitiu descobrir se a mudança para técnicas alternativas de osteotomia, tais como técnicas a alta velocidade sem irrigação, ou de uma única broca são alternativas viáveis.

Contudo, a taxa de sucesso implantar é muito alta, e as falhas na osteointegração são poucas e normalmente podem ser associadas a outras causas. Nenhum dos estudos encontrados consegue estabelecer relação direta entre a perda de implantes em pacientes e os efeitos deletérios da osteotomia. Estes apenas referem estes efeitos como causadores prováveis das falhas primárias, devido aos efeitos observados, fisiologicamente, quando se exerce um grande aumento de temperatura no osso.

Assim, e face à informação reunida, a técnica atual de osteotomia com diâmetros sequencialmente maiores e com recurso a abundante irrigação parece se manter como a opção mais viável. Finalmente, a substituição de brocas de aço por brocas de zircónia não é justificada devido à tendência para estas últimas fraturarem e ao fato de apresentarem a mesma eficácia de corte (Carneiro et al., 2014; Koo et al., 2013).

## **Conclusão**

Face à evidência científica analisada, a utilização de um sistema de brocas de aço com aumento sequencial de diâmetro, com recurso a irrigação abundante, continua a ser a técnica mais utilizada.

Existe a necessidade de estudos com maior nível de evidência científica de forma a descobrir se outras técnicas podem ser utilizadas em alternativa, sem efeitos negativos para o sucesso implantar.



## Referências Bibliográficas

- Al-Dabag, an, & Sultan, A. Effect of Cooling an Irrigation Solution During Preparation of Implant Site on Heat Generation Using Elite System for implant.(Experimental Study). *Al-Rafidain Dental Journal* 2013, 10, 260–264. Retrieved from <http://rafidaindentj.net/index.php/rdj/article/view/282>
- Allsobrook, O. F. L., Leichter, J., Holborow, D., & Swain, M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2011, 13(3), 244–254. <http://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00205.x>
- Augustin, G., Davila, S., Mihoci, K., Udiljak, T., Vedrinar, D. S., & Antabak, A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 2008, 128(1), 71–77. <http://doi.org/10.1007/s00402-007-0427-3>
- Augustin, G., Davila, S., Udilljak, T., Staroveski, T., Brezak, D., & Babic, S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *International Orthopaedics* 2012, 36(7), 1449–1456. <http://doi.org/10.1007/s00264-012-1491-z>
- Batista Mendes, G. C., Padovan, L. E. M., Ribeiro-Júnior, P. D., Sartori, E. M., Valgas, L., & Claudino, M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dentistry* 2014, 23(2), 188–94. <http://doi.org/10.1097/ID.0000000000000028>
- Benington, I. C., Biagioni, P. a, Briggs, J., Sheridan, S., & Lamey, P.-J. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clinical Oral Implants Research* 2002, 13(3), 293–297. <http://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130309.x>
- Bettach, R., Taschieri, S., Boukhris, G., & Del Fabbro, M. Implant Survival after Preparation of the Implant Site Using a Single Bur: A Case Series. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2013, 13–22. <http://doi.org/10.1111/cid.12082>
- Boa, K., Varga, E., Pinter, G., Csonka, A., Gargyan, I., & Varga, E. External cooling efficiently controls intraosseous temperature rise caused by drilling in a drilling guide system: an in vitro study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2015, 53(10), 963–967. <http://doi.org/10.1016/j.bjoms.2015.07.013>
- Bullon, B., Bueno, E. F., Herrero, M., Fernandez-Palacin, A., Rios, J. V., Bullon, P., &

- Gil, F. J. Effect of irrigation and stainless steel drills on dental implant bed heat generation. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine* 2015, 26(2), 75. <http://doi.org/10.1007/s10856-015-5412-8>
- Carneiro, M. B., Machado, Á. R., Gomes, V. L., & Luiz, N. E. Comparison of zirconia ceramic and stainless steel tools in dental implantology. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* 2014, 37(1), 105–113. <http://doi.org/10.1007/s40430-014-0160-0>
- Chacon, G. E., Bower, D. L., Larsen, P. E., McGlumphy, E. A., & Beck, F. M. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2006, 64(2), 265–269. <http://doi.org/10.1016/j.joms.2005.10.011>
- Ercoli, C., Funkenbusch, P. D., Lee, H.-J., Moss, M. E., & Graser, G. N. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2004, 19(3), 335–349. <http://doi.org/10.11607/jomi.2854>
- Eriksson R, A. T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1983, 50, 101–107.
- Eriksson, R. A., & Adell, R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1986, 44(1), 4–7. [http://doi.org/10.1016/0278-2391\(86\)90006-6](http://doi.org/10.1016/0278-2391(86)90006-6)
- Flanagan, D. Osteotomy Irrigation: Is it Necessary? *Implant Dentistry* 2010, 19(3), 241–249. <http://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181dc9852>
- Gaspar, J., Borrecho, G., Oliveira, P., Salvado, F., & Martins dos Santos, J. Osteotomy at low-speed drilling without irrigation versus high-speed drilling with irrigation: an experimental study. *Acta Médica Portuguesa* 2013, 26(3), 231–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23815837>
- Haider, R., Watzek, G., & Plenck, H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 1993, 8(1), 83–91.
- Harder, S., Egert, C., Wenz, H. J., Jochens, A., & Kern, M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *British Journal of Oral and*

- Maxillofacial Surgery* 2013, 51(1), 74–78.  
<http://doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.02.003>
- Harris, B. H., & Kohles, S. S. Effects of Mechanical and Thermal Fatigue on Dental Drill Performance. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2001, 16(6), 819–26.
- Hufner, T., Geerling, J., Oldag, G., Richter, M., Kfuri, M. J., Pohlemann, T., & Krettek, C. Accuracy Study of Computer-Assisted Drilling: The Effect of Bone Density, Drill Bit Characteristics, and Use of a Mechanical Guide. *Journal of Orthopaedic Trauma* 2005, 19(5), 317–22.
- Isler, S. C., Cansiz, E., Tanyel, C., Soluk, M., Selvi, F., & Cebi, Z. The effect of irrigation temperature on bone healing. *International Journal of Medical Sciences* 2011, 8(8), 704–708. <http://doi.org/10.7150/ijms.8.704>
- Jeong, S. M., Yoo, J. H., Fang, Y., Choi, B. H., Son, J. S., & Oh, J. H. The effect of guided flapless implant procedure on heat generation from implant drilling. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2014, 42(6), 725–729.  
<http://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.11.002>
- Kim, S.-J., Yoo, J., Kim, Y.-S., & Shin, S.-W. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB* 2010, 18(5), 522–527. <http://doi.org/10.1590/S1678-77572010000500016>
- Kirstein, K., Dobrzyński, M., Kosior, P., Chrószcz, A., Dudek, K., Fita, K., ... Janeczek, M. Infrared Thermographic Assessment of Cooling Effectiveness in Selected Dental Implant Systems. *BioMed Research International* 2016, 2016, 1–8.  
<http://doi.org/10.1155/2016/1879468>
- Koo, K.-T., Kim, M.-H., Kim, H.-Y., Wikesjö, U. M. E., Yang, J.-H., & Yeo, I.-S. Effects of implant drill wear, irrigation, and drill materials on heat generation in osteotomy sites. *The Journal of Oral Implantology* 2013.  
<http://doi.org/10.1563/AID-JOI-D-13-00151>
- Lucchiari, N., Frigo, A. C., Stellini, E., Coppe, M., Berengo, M., & Bacci, C. In Vitro Assessment with the Infrared Thermometer of Temperature Differences Generated During Implant Site Preparation: The Traditional Technique Versus the Single-Drill Technique. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2014, 1–10.  
<http://doi.org/10.1111/cid.12246>
- Mishra, S. K., & Chowdhary, R. Heat generated by dental implant drills during

- osteotomy-A review. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 2014, 14(2), 131–143. <http://doi.org/10.1007/s13191-014-0350-6>
- Misic, T., Markovic, A., Todorovic, A., Colic, S., Miodrag, S., & Milicic, B. An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: Bone condensing versus bone drilling. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2011, 112(1), 28–33. <http://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.08.010>
- Misir, A. F., Sumer, M., Yenisey, M., & Ergioglu, E. Effect of Surgical Drill Guide on Heat Generated From Implant Drilling. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2009, 67(12), 2663–2668. <http://doi.org/10.1016/j.joms.2009.07.056>
- Möhlhenrich, S. C., Modabber, A., Steiner, T., Mitchell, D. A., & Hölzle, F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: Systematic review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2015, 53(8), 679–689. <http://doi.org/10.1016/j.bjoms.2015.05.004>
- Natali, C., Ingle, P., & Dowell, J. Orthopaedic bone drills – can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *Journal of Bone Joint Surgery* 1987, 78(B), 357–62.
- Oh, H. J., Wikesjo, U. M., Kang, H. S., Ku, Y., Eom, T. G., & Koo, K. T. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: A pilot study. *Clinical Oral Implants Research* 2011, 22(7), 722–726. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02051.x>
- Oliveira, N., Alaejos-Algarra, F., Mareque-Bueno, J., Ferrés-Padró, E., & Hernández-Alfaro, F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: Twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical Oral Implants Research* 2012, 23(8), 963–969. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02248.x>
- Pandey, R. K., & Panda, S. S. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 2013, 4(1), 15–30. <http://doi.org/10.1016/j.jcot.2013.01.002>
- Parithimarkalaignan, S., & Padmanabhan, T. V. Osseointegration : An Update 2013, 13(1), 2–6. <http://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z>
- Quaranta, A., Andreana, S., Spazzafumo, L., & Piemontese, M. An in vitro evaluation of heat production during osteotomy preparation for dental implants with compressive osteotomes. *Implant Dentistry* 2013, 22(2), 161–4.

<http://doi.org/10.1097/ID.0b013e318285984c>

- Queiroz, T. P., Souza, F. Á., Okamoto, R., Margonar, R., Pereira-Filho, V. A., Garcia, I. R., & Vieira, E. H. Evaluation of Immediate Bone-Cell Viability and of Drill Wear After Implant Osteotomies: Immunohistochemistry and Scanning Electron Microscopy Analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2008, 66(6), 1233–1240. <http://doi.org/10.1016/j.joms.2007.12.037>
- Rashad, A., Kaiser, A., Prochnow, N., Schmitz, I., Hoffmann, E., & Maurer, P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 2011, 22(12), 1361–1365. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02126.x>
- Scarano, A., Carinci, F., Quaranta, A., Di Iorio, D., Assenza, B., & Piattelli, A. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology* 2007, 20(1 Suppl 1), 23–26.
- Scarano, A., Piattelli, A., Assenza, B., Carinci, F., Donato, L. Di, Romani, G. L., & Merla, A. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2011, 13(4), 319–323. <http://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00209.x>
- Sener, B. C., Dergin, G., Gursay, B., Kelesoglu, E., & Slih, I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical Oral Implants Research* 2009, 20(3), 294–298. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01643.x>
- Sharawy, M., & Weller, N. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2002, 60(10), 1160–1169. <http://doi.org/10.1053/joms.2002.34992>
- Strbac, G. D., Giannis, K., Unger, E., Mittlböck, M., Vasak, C., Watzek, G., & Zechner, W. Drilling- and withdrawing-related thermal changes during implant site osteotomies. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2013, 1–12. <http://doi.org/10.1111/cid.12091>
- Strbac, G. D., Unger, E., Donner, R., Bijak, M., Watzek, G., & Zechner, W. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clinical Oral Implants Research* 2014, 25(6), 665–674. <http://doi.org/10.1111/clr.12032>
- Sumer, M., Misir, A. F., Telcioglu, N. T., Guler, A. U., & Yenisey, M. Comparison of

heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills.

*Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2011, 69(5), 1350–1354.

<http://doi.org/10.1016/j.joms.2010.11.001>

## Anexo I: Tabela 1

Autor	Objetivos	Tipo de osso	Material/ Instrumentos	Precedentes	Outcomes
(Batista Mendes et al., 2014)	Avaliar a deformação, perda de massa após uso múltiplo e esterilização	Costeias de bovino	G1: Brocas de aço (Neodent); G2: <i>Dic-coated</i> (Neodent); G3: Brocas de zircônia (Neodent)	O desgaste das brocas resulta em aumento da temperatura na osteotomia	G3: superfícies mais regulares G1; G2: Maior deformação
(Quaranta et al., 2013)	Avaliar a produção de calor em osso tipo III e IV	Costeias de bovino	<i>Compressive Osteotomes</i> (Wissix Biosaf)	Trauma excessivo afeta a interface com o implante	Aumento de temperatura com profundidade (sempre inferior a 47°C)
(Sumner et al., 2011)	Comparar calor gerado entre brocas de aço e de zircônia a 1500 rpm	Fêmur de bovino	Brocas zircônia e aço ( <i>Spi Tecto</i> )	Calor gerado varia com material ou profundidade	Maior aumento de temperatura a 6 e 9 mm profundidade, para qualquer dos materiais. Zircônia gera mais temperatura na cortical.
(Stribac et al., 2013)	Avaliar a variação de temperatura durante a introdução e remoção de cada broca	Osso artificial (Bonessin)	2mm <i>twist drill</i> e 3,5 mm cônicas	A temperatura intraóssea altera com a fricção da broca e a condutividade da broca e osso	O calor gerado é de origem multifatorial, sendo a profundidade e a irrigação importantes
(Bullon et al., 2015)	Efeito da irrigação externa e de 2 tipos de brocas na geração de calor	Costeias de bovino	G1: Brocas de aço ( <i>SOADCO</i> ) G2: Brocas aço ( <i>Shrunamm</i> )	A eficácia da broca, influenciada pelo desgaste influencia a geração de calor assim com a irrigação	O tipo de broca não teve efeito na temperatura, O desgaste foi menor em G1; Menor calor nos casos com irrigação
(Boa et al., 2015)	Aumento de temperatura com ou sem guia cirúrgica	Costeias de bovino	Sistema de brocas de 2mm a 3,5mm	A utilização de guia cirúrgica poderá gerar mais calor	A irrigação externa é suficiente para não haver grande aumento de temperatura com guia
(Lucchiari et al., 2014)	Influência da temperatura gerada por dois tipos de brocas e efeito da irrigação externa	Costeias de bovino	G1: 3,5 mm convencional 4 brocas ( <i>Leone Dental Implant</i> ) G2: Sistema uma broca <i>Zero1 Drill</i> ( <i>Leone Dental Implant</i> )	O método convencional gera menor calor pois existe menor remoção de osso de cada vez	G2 gerou temperaturas maiores, contudo isso apresenta-se como irrelevante pois não excedeu 2°C
(Harver et al., 2013)	Efeito de dois tipos de material e de irrigação interna e externa no aumento de calor	Costeias de bovino	Brocas de 2 e 3 mm cilíndricas ( <i>Komet</i> ) Materiais: aço, aço com óxido de zircônia, aço com nitreto de zircônia	A irrigação externa pode não ser a melhor na implantologia. O material pode influenciar a geração de calor	Não existiram diferenças na temperatura gerada entre materiais; a irrigação interna teve melhores resultados
(Antonio Scarano et al., 2011)	Diferenças de temperatura gerada por brocas cônicas e cilíndricas	Fêmur de bovino	G1: Brocas cilíndricas <i>triple twist</i> ( <i>Bone system</i> ) G2: Brocas cônicas <i>quadruple twist</i> ( <i>Bone system</i> )	Vários fatores tais como a geometria da broca influenciam o calor gerado	Temperatura maior para as brocas cônicas em profundidade aponta para influência da geometria
(Caspar et al., 2013)	Avaliação histológica de alterações em osteotomia a 50 rpm versus 800 rpm	Tíbia de coelho ( <i>In Vivo</i> )	2,3mm <i>III implant system</i>	Trauma excessivo no osso pode afetar a sua maturação e por consequência a previsibilidade da osteointegração	Ambas as técnicas mantêm o osso viável para a osteointegração

(Oliveira et al., 2012)	Avaliar as mudanças de temperatura em brocas de aço versus zircônia	Costelas de bovino	G1: Broca de aço 2x19mm (ML5) G2: Broca de zircônia 2x19mm (ML5)	U tipo de material, geometria, número de usos e local do osso parecem influenciar a geração de calor	U material influenciou o calor, contudo apenas a profundidade foi relevante, sendo maior para maior profundidade
(Stribac et al., 2014)	Avaliar as mudanças de temperatura para irrigação combinada versus externa e interna	Costelas de bovino	<i>Tapered Twist NobelReplace (NobelBiocare)</i>	Não existe investigação acerca do uso da combinação dos dois tipos de irrigação em Implantologia	A combinação dos métodos de irrigação pode ser mais benéfica em profundidade
(Rashad et al., 2011)	Avaliar a temperatura intraóssea em osteotomia convencional e ultrassônica	Costelas de bovino	G1: Sistema convencional aço ( <i>Straumann</i> ); G2: Ultrasons ( <i>Piezosurgery</i> ); G3: Ultrasons ( <i>Vantusurg</i> )	Os sistemas ultrassônicos podem apresentar vantagens tais como o corte seletivo de osso duro e poder hemostático	A preparação com ultrassons levou a geração de maiores temperatura e maior tempo cirúrgico
(Sener et al., 2009)	Efeito da temperatura da irrigação no aumento de calor	Mandíbula de bovino	N/A	A eficácia da solução de irrigação de baixa temperatura é eficaz a controlar a temperatura	Irrigação à temperatura ambiente é suficiente para arefecer o osso
(Carneiro et al., 2015)	Verificar o efeito do desgaste, da feed velocity e do material no tempo de vida das brocas	Tíbia de Bovino	Pilot, 2mm; 3mm <i>Twist drill</i> de aço e de zircônia	Vários parâmetros da técnica de osteotomia afetam o aumento de calor. O desgaste da broca leva a maior aumento durante o procedimento.	A broca de aço produziu mais osteotomias antes de ultrapassar os 47°C; apresentou maior tempo de vida que as de zircônia; A <i>feed</i>
(Ercoli et al., 2004)	Avaliar eficiência de corte, durabilidade e produção de calor das brocas	Costelas de bovino	Brocas <i>twist tri-flute</i> liga titânio ( <i>Nobel Biocare</i> ; 3i; <i>Steri-oss</i> ; <i>Paragon</i> ; <i>Implamed</i> ; <i>Lifecore</i> e <i>ITD</i> )	Os diferentes parâmetros da broca são importantes do aumento de calor gerado.	As diferenças na temperatura dos vários sistemas não foram relevantes. O irrigante foi importante na redução de calor
(Chacon et al., 2006)	Avaliar a geração de calor de 3 sistemas de brocas após repetido uso e esterilização	Fêmur de bovino	G1: <i>Triple twist c/ relief angle</i> ; G2: <i>Triple twist s/ relief angle</i> ; G3: <i>Double twist c/ relief angle</i>	Os diferentes parâmetros da broca são importantes do aumento de calor gerado.	A geometria implantar tem influência no calor, verificado pelos valores menores de G2. As brocas puderam ser usadas sem problemas 25 vezes
(Sharawy & Weller, 2002)	Diferenças da temperatura a 1,225,1667 e 2500 rpm	Maxila e mandíbula de bovinos	<i>Steri-Oss</i> e <i>Brammark</i> ( <i>Nobel Biocare</i> ); <i>Paragon</i> ( <i>Sulzberg</i> ); <i>Maestro</i> ( <i>Bio Horizons</i> )	Estudos prévios afirmam que osteotomia a baixa rotação gera menor calor	Conclui-se que a preparação a 2500 rpm pode reduzir o dano no osso.
(Haider et al., 1993)	Efeitos do irrigante e da estrutura óssea na regeneração em torno do implante	Metáfise e Diáfise de tíbia de ovelhas	Sistema Implantares IMZ ( <i>Friedrichsfeld</i> )	O Sistema IMZ apresenta resultados in vitro favoráveis em osso esponjoso	Irrigação interna é superior em profundidade e externa na superfície. Osso esponjoso tem melhores resultados para externa.
(Allsobrook et al., 2011)	Efeitos no aumento de calor e no desgaste devido ao uso continuado de uma broca	Costelas de bovino	Sistema ITI ( <i>Straumann</i> ); NB ( <i>Nobel Biocare</i> ); NE ( <i>Neos</i> )	Preparação atrumática da osteotomia é crítica para boa osteointegração	Uso da mesma broca até 50 usos não elevou a temperatura para níveis demasiado altos
(Harris & Kohles, 2001)	A performance das brocas é influenciada pelo tipo de material e stress mecânico e térmico acumulados	<i>Acetal</i> <i>homopolymer</i> ( <i>Deltin Acetal</i> )	2mm <i>twist drill</i> ( <i>Lifecore</i> ); 3i <i>tri-spade twist</i> ( <i>Implant innovations</i> ); 2,2mm <i>pilot</i> ( <i>Straumann</i> ); 2mm <i>twist</i> ( <i>Nobel Biocare</i> ); 3i 2mm <i>twist</i>	Osteointegração vai depender de uma correta técnica cirúrgica e de uma preservação do osso em volta	<i>Twist drills</i> de 2mm geram maior aumento de calor na interface com o osso. O design individual afeta a performance



(Oh et al., 2011)	Avaliar o efeito da área de contacto da broca com o osso no calor gerado	Osso artificial em bloco ( <i>Sawbone</i> )	Brocas 3,6 mm <i>triflute</i> ( <i>Oscstem</i> ), 3 com diferentes dimensões periféricas e 3 com diferentes dimensões da face cortante	A quantidade de contacto da broca com o osso influencia a fricção e calor	A redução da superfície de contacto leva a menor aumento de calor
(Benington et al., 2002)	Comparação entre irrigação interna e externa no aumento de calor	Mandíbula de bovino	<i>Osteonite capillary drills</i> (3I)	Os sistemas de irrigação são eficazes na redução do calor, sendo que a interna poderá remover eficazmente detritos	Não existe benefício do uso de irrigação interna em vez de externa
(Misiir et al., 2009)	Calor gerado por 2 sistemas de brocas, com ou sem guia cirúrgica	Femur de bovino	G1: ITI 4mm (Straumann); G2: 4,4 mm (Zimmer Dental)	O uso de guias cirúrgicas promove mais rapidez e eficácia para o clínico	A preparação com guia cirúrgica gera mais calor, independentemente do tipo de irrigação
(Kirstein et al., 2016)	Avaliar o efeito de irrigação em 3 sistemas de brocas	Costela de bovino	G1: 3mm ( <i>Bego</i> ); G2: 3i ( <i>BioMet</i> ); G3: Neo 3mm ( <i>Biotech</i> )		A maior temperatura foi gerada pelas <i>pilot drills</i> dos 3 sistemas, ultrapassando nos 3 casos os 47°C quando sem irrigação
(Eriksson & Adell, 1986)	Alterações de temperatura durante a osteotomia para implantes	5 pacientes com mandíbulas edêntulas		Estudos acerca do efeito da temperatura na osteointegração apenas são feitas em animais e cadáveres	A irrigação e técnica sequencial de osteotomia levaram a medições de temperatura sem variações significativas da inicial
(Augustin et al., 2008)	Avaliar o efeito de diferentes parâmetros para que o aumento de temperatura seja mínimo	Femur de bovino	ASIF ( <i>Danov</i> , Suíça)	Durante a osteotomia, o aumento de temperatura acima de 47°C pode levar a osteonecrose irreversível	A irrigação externa foi o fator mais importante para a redução de temperatura. O aumento do diâmetro e velocidade resultaram em aumento de temperatura. O ângulo da ponta da broca não teve influência.
(A. Scarano et al., 2007)	Avaliar as mudanças de temperatura no osso cortical e esponjoso	Costela de bovino	Uma broca ( <i>Bone System</i> )	Poucos estudos avaliam a influência da osteotomia na cicatrização do osso	As características da superfície da broca são importantes na geração de calor. O aumento foi maior na cortical.
(Kim et al., 2010)	Avaliar as mudanças de temperatura em osteotomias a baixa velocidade	Costela de bovino	G1: Branemark (1200 rpm); G2: Osstem (1200 rpm); G3: Bicon (50 rpm)	Durante a osteotomia, o aumento de temperatura acima de 47°C pode levar a osteonecrose irreversível	O aumento do diâmetro leva a aumento maior da temperatura. A utilização de 50 rpm no sistema G3 não mostrou valores acima dos outros.
(Al-Dabag & Sultan, 2013)	Avaliar o aumento de temperatura no sistema ELITE	Femur de bovino	Sistema <i>Italia Elite</i>	A osteointegração é importante para o sucesso dos implantes dentários	O uso de irrigação mais fria (5°C) reduz a temperatura na osteotomia o que pode ser benéfico
(Mistic et al., 2011)	Comparar as mudanças de temperatura a várias profundidades durante a preparação do leito implantar	Mandíbula Humanos (tipo 3 e 4)	G1: <i>Lateral Bone-Condensing</i> ; G2: Multi-step convencional	A qualidade do osso e a sua quantidade são de grande importância no sucesso dos implantes. As piores percentagens de sucesso em osso tipo 4 foram devidas a falta de estabilidade primária	A técnica de osteocondensação em osso tipo 4 gera calor significativamente menor que os sistemas rotativos

(Augustin et al., 2012)	Avaliar o aumento de temperatura durante osteotomia broca de dois passos e irrigação interna	Fêmur de bovino	Broca de irrigação interna (4,5mm) e broca para dois passos (4,5mm) de <i>Olympus</i>	O aumento de temperatura acima de 47°C pode levar a osteonecrose	O aumento do diâmetro leva a aumento da temperatura. O aumento do <i>Feed Rate</i> leva a diminuição de temperatura. A irrigação interna foi eficaz
(Jeong et al., 2014)	Avaliar o aumento de calor durante procedimentos <i>Flapless</i> com recurso a guias cirúrgicas	Modelos de resina	N/A	Cirurgia <i>Flapless</i> pode preservar o perfil dos tecidos moles e diminuir o desconforto pós-operatório.	Não existe aumento significativo da temperatura durante o procedimento <i>Flapless</i> com guia cirúrgica, caso haja uso de irrigação externa. Os valores são semelhantes aos com retalho.
(Queiroz et al., 2008)	Avaliar o efeito da preparação do leito implantar na viabilidade das células ósseas	Tíbia de coelhos vivos	Sistema multi-step até 3,15mm ( <i>Derig</i> )	A cirurgia atraumática é necessária para a viabilidade das células	O uso da mesma broca por mais de 13 vezes levou a alterações das proteínas nos animais